

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-051377

(43)Date of publication of application : 28.02.1995

(51)Int.Cl.

A61M 25/00

(21)Application number : 05-201495

(71)Applicant : NIPPON ZEON CO LTD

(22)Date of filing : 13.08.1993

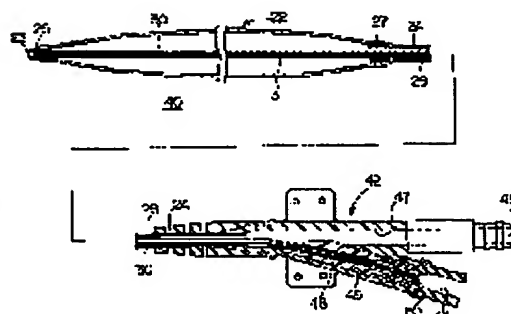
(72)Inventor : OKAWA MASARU  
MIYATA SHINICHI  
TOYOKAWA TETSUO

## (54) BALLOON CATHETER

## (57)Abstract:

**PURPOSE:** To provide a balloon catheter possible to reduce the resistance in the catheter tube through which a pressurized fluid is passed and to inflate and deflate the balloon part with a good responsibility without increasing the load on a patient.

**CONSTITUTION:** This is a balloon catheter comprising: a balloon part 22 to inflate and deflate when inserted into an aorta; a catheter tube 24 provided with a pressurized fluid pass 29 to introduce a pressurized fluid in and out the balloon part 22, an inner tube 30 which communicate with a blood communicating hole 31 formed on the tip of the balloon part 22 and in which a blood pass 31 is formed separately from the pressurized fluid pass 29; a branch part 42 which has a first pass 47 to which the rear end part of the catheter tube 24 is connected and in which a pressurized fluid entrance and exit 46 to communicate with the inside of the pressurized fluid pass 29 is formed and a second pass 45 on which a blood pressure measurement opening 44 to communicate with the inside of the inner tube 30 is formed. On the branch part 42, the first pass 47 is positioned straight in the axial direction of the first pass 47 and the second pass 45 is positioned with a designated slant to the axis of the first pass 47.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 12.12.1997

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 2998504

[Date of registration] 05.11.1999

[Number of appeal against examiner's decision  
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's  
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平7-51377

(43) 公開日 平成7年(1995)2月28日

(51) Int.Cl.<sup>8</sup>

A 6 1 M 25/00

識別記号

庁内整理番号

F I

技術表示箇所

9052-4C

A 6 1 M 25/ 00

4 1 0 F

9052-4C

4 1 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 8 頁)

(21) 出願番号

特願平5-201495

(22) 出願日

平成5年(1993)8月13日

(71) 出願人 000229117

日本ゼオン株式会社

東京都千代田区丸の内2丁目6番1号

(72) 発明者 大川 勝

神奈川県横浜市港北区篠原西町17-13-203

(72) 発明者 宮田 伸一

神奈川県横浜市港南区丸山台2-40-18

(72) 発明者 豊川 哲生

神奈川県横浜市旭区鶴ヶ峰1-39-6

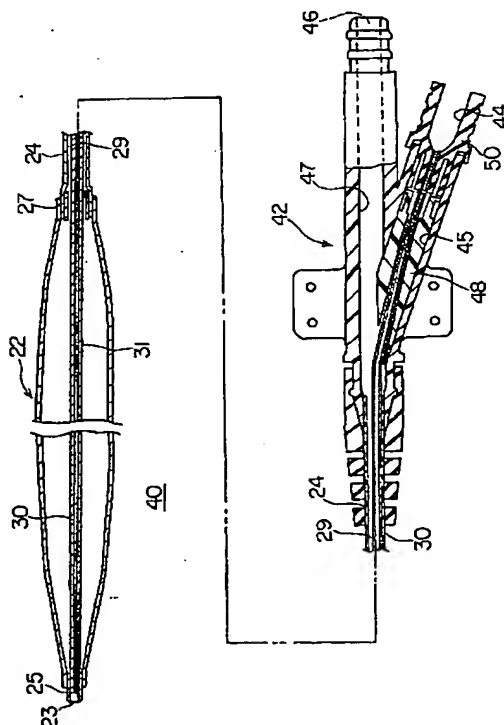
(74) 代理人 弁理士 前田 均 (外1名)

(54) 【発明の名称】 バルーンカテーテル

(57) 【要約】

【目的】 患者の負担を増大させることなく、圧力流体が通るカテーテル管内の流路抵抗を小さくし、応答性良くバルーン部を膨張・収縮させることが可能なバルーンカテーテルを提供すること。

【構成】 大動脈内に挿入されて、膨張および収縮するバルーン部22と、バルーン部22内に圧力流体を導入および導出する流体圧導通路29が形成されたカテーテル管24と、バルーン部22の先端に形成された血液連通路23に連通し、流体圧導通路29とは別個の血液導通路31が形成された内管30と、カテーテル管24の後端部が接続され、流体圧導通路29内と連通する圧力流体導入出口46が形成された第1通路47と、内管30内と連通する血圧測定口44が形成された第2通路45とが形成してある分岐部42とを有するバルーンカテーテル。分岐部42では、第1通路47をカテーテル管24の軸心方向に沿ってストレート状に配置し、第2通路45を、第1通路47の軸心に対して所定の傾きを以て配置してある。



**【特許請求の範囲】**

【請求項 1】 大動脈内に挿入されて、膨張および収縮するバルーン部と、

このバルーン部の後端に連結されて、前記バルーン部に圧力流体を導入および導出する流体圧導通路が形成されたカテーテル管と、

前記バルーン部の先端に形成された血液連通孔に連通し、バルーン部とカテーテル管の内部を軸方向に延在し、前記流体圧導通路とは別個の血液導通路が形成された内管と、

前記カテーテル管の後端部が接続され、カテーテル管の流体圧導通路内と連通する圧力流体導入出口が形成される第 1 通路と、内管内と連通する血圧測定口が形成される第 2 通路とが形成してある分岐部とを有するバルーンカテーテルであって、

前記分岐部では、第 1 通路を前記カテーテル管の軸心方向に沿ってストレート状に配置し、前記第 2 通路を、第 1 通路の軸心に対して所定の傾きを以て配置してあることを特徴とするバルーンカテーテル。

【請求項 2】 前記分岐部の第 2 通路には、前記内管の端部を保持し、この内管を、カテーテル管の内壁に接するように偏心させて配置させるための内管端部保持具が装着してある請求項 1 に記載のバルーンカテーテル。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【産業上の利用分野】 本発明は、たとえば急性心不全等の治療法である大動脈内バルーンポンピング法に用いるバルーンカテーテルに係り、さらに詳しくは、圧力流体が通るカテーテル管内の流路抵抗を小さくし、応答性良くバルーン部を膨張・収縮させることが可能なバルーンカテーテルに関する。

**【0002】**

【従来の技術】 大動脈内バルーンポンピング法 (Intra Aortic balloon pumping, 以下、「IABP法」と略称する) とは、心不全等の心機能低下時の治療のため、図 7、8 に示すように、合成高分子材から成るバルーン部 22 とカテーテル管 24 とで構成されるバルーンカテーテル 20 を大動脈内に挿入し、心臓 1 の拍動に合わせてポンプ装置 10 によりカテーテル管 24 からバルーン部 22 に圧力流体を導入または導出し、バルーン部 22 を膨張・収縮させて心機能の補助を行う補助循環方法である。

【0003】 IABP法に用いられるバルーンカテーテルとしては、特開昭 63-206255 号公報および特開昭 62-114565 号公報に示すようなバルーンカテーテルが知られている。このようなバルーンカテーテルにおいて、心臓の拍動に合わせてバルーン部を膨張および収縮するために、患者の心臓の拍動を検知する必要がある。患者の心臓の拍動を検知する手段として、患者の体表面あるいは体内部に電極を装着し、心臓の拍動を電気

信号として検出する手段がある。

【0004】 また、バルーンカテーテルを利用して患者の血圧から心臓の拍動を検出する手段として、図 8 に示すバルーン部 22 の先端チップ部 25 に、血液連通孔 23 を設け、その血液連通孔 23 と連通する内管 30 を、バルーン部 22 およびカテーテル管 24 の内部に軸方向に挿通させ、血圧側出口 32 から血圧変動を測定することにより、心臓の拍動を検出する方法がある。

【0005】 このようなタイプのバルーンカテーテル 20 では、図 8 に示すように、カテーテル管 24 の体外側後端部に分岐部 26 が接続してある。この分岐部 26 には、カテーテル管 24 およびバルーン部 22 内に圧力流体を導入または導出するための圧力流体導入出口 28 と、内管 30 内に連通する血圧測定口 32 とが形成してある。圧力流体導入出口 28 は、図 7 に示すポンプ装置 10 に接続され、このポンプ装置 10 により、流体圧がバルーン部 22 内に導入または導出されるようになって

いる。

【0006】 血圧測定口 32 は、例えば血圧測定装置に接続され、血液連通孔 23 から取り入れた動脈内の血圧の変動を測定可能になっている。この血圧測定装置で測定した血圧の変動に基づき、心臓の拍動に応じて図 7 に示すポンプ装置 10 を制御し、最大の補助効果を発揮させるようにバルーン部 22 を膨張または収縮させる。

【0007】 従来の分岐部 26 では、製造上の容易性などの理由から、内管 30 の端部が、ストレート状に血圧測定口 32 に接続され、圧力流体導入出口 28 が、カテーテル管 24 の軸心に対して所定の角度で傾斜するように、配置形成されていた。

**【0008】**

【発明が解決しようとする課題】 ところが、このような構成のバルーンカテーテル 20 では、次に示すような問題点を有している。すなわち、カテーテル管 24 は、患者の動脈血管内に挿入されることから、患者の負担を考慮すれば、その外径は小さいほど好ましい。ところが、カテーテル管 24 の外径が小さいと、その内部に形成される流体圧導通路が小さくなり、流路抵抗が増大し、圧力流体により駆動されるバルーン部 22 の膨張・収縮のタイミング応答性が悪くなり、心臓の補助作用を有効に発揮することができないおそれがある。バルーン部 22 の膨張・収縮の周期は、例えば、心拍動が 100 拍/分とすると、0.6 秒の周期であり、この周期より短い時間にカテーテル管 24 内部を圧力流体が往復するので、流路抵抗は少ないほど好ましい。

【0009】 そこで従来では、カテーテル管の外径は、患者の負担を著しく増大させない範囲内で、できるだけ大きく設定し、バルーン部 22 の膨張・収縮タイミング応答性をある程度犠牲にしていた。また、従来のバルーンカテーテル 20 では、内管 30 がカテーテル管 24 の内部で、径方向に自由に移動できるため、カテーテル管

24が患者の動脈血管に沿って曲がりくねって血管内に挿入される際に、内管30が、カテーテル管24内部を不規則に曲がりくねって配置されることになる。その結果、バルーン部分22を膨張または収縮させるための圧力流体が、内管30の外壁とカテーテル管24の内壁との隙間を通して流通する際に、渦流を生じさせ、流体のエネルギー損失を増大させ、図7に示すポンプ装置10の効率を低下させると共に、膨張及び収縮の速度が遅くなるおそれがある。また、内管30は、カテーテル管24が体内血管蛇行部で曲がりくねることによってたわみ、分岐部26の内部で、圧力流体導入口28が、カテーテル管24の延在部分と交わる近傍を狭塞させ、大きな流体抵抗の原因となる恐れもある。

【0010】本発明は、このような実状に鑑みてなされ、患者の負担を増大させることなく、圧力流体が通るカテーテル管内の流路抵抗を小さくし、応答性良くバルーン部を膨張・収縮させることが可能なバルーンカテーテルを提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】上記目的を達成するために、本発明のバルーンカテーテルは、大動脈内に挿入されて、膨張および収縮するバルーン部と、このバルーン部の後端に連結されて、前記バルーン部内に圧力流体を導入および導出する流体圧導通路が形成されたカテーテル管と、前記バルーン部の先端に形成された血液連通孔に連通し、バルーン部とカテーテル管の内部を軸方向に延在し、前記流体圧導通路とは別個の血液導通路が形成された内管と、前記カテーテル管の後端部が接続され、カテーテル管の流体圧導通路内と連通する圧力流体導入口が形成された第1通路と、内管内と連通する血圧測定口が形成された第2通路とが形成してある分岐部とを有し、前記分岐部では、第1通路を前記カテーテル管の軸心方向に沿ってストレート状に配置し、前記第2通路を、第1通路の軸心に対して所定の傾きを以て配置してあることを特徴とする。

【0012】前記分岐部の血圧測定口が形成された第2通路には、前記内管の端部を保持し、この内管を、カテーテル管の内壁に接するように偏心させて配置させるための内管端部保持具が装着してあることが好ましい。

【0013】

【作用】本発明のバルーンカテーテルでは、分岐部に形成される圧力流体導入口に連通する第1通路をカテーテル管の軸心方向に沿ってストレート状に配置したので、血圧測定口をカテーテル管の軸心方向に沿ってストレート状に配置した従来例に比較し、圧力流体の流路抵抗で、2%の改善、応答性の観点からは、4%の改善が期待できる。

【0014】特に、分岐部の血圧測定口が形成された第2通路に、内管をカテーテル管の内壁に接するように偏心させて配置させるための内管端部保持具を装着すれ

ば、内管がカテーテル管内で径方向に自由に移動する従来例に比較し、圧力流体の流路抵抗で、4%の改善、応答性の観点からは、8%の改善が期待できる。内管をカテーテル管の内壁に接するように偏心させて配置させた方が、カテーテル管内部の流体圧導通路の流路抵抗が減少するからである。

【0015】

【実施例】以下、本発明の実施例に係るバルーンカテーテルについて、図面を参照しつつ詳細に説明する。図1は本発明の一実施例に係るバルーンカテーテルの要部概略断面図、図2は図1に示す分岐部の拡大断面図、図3(A)、(B)はそれぞれ図2に示すiiiA-iiiA線およびiiiB-iiiB線に沿う断面図、図4は図2に示す第1内管端部保持具の側面図、図5(A)、(B)、(C)はそれぞれ図4に示すVA-VA線、VB-VB線、VC-VC線に沿う断面図、図6は図2に示す第2内管端部保持具の断面図である。

【0016】図1に示すように、本発明の一実施例に係るバルーンカテーテル40は、心臓の拍動に合わせて膨張および収縮するバルーン部22を有する。バルーン部22は、膜厚約100~150 $\mu$ m程度の薄膜で構成される。薄膜の材質は、特に限定されないが、耐屈曲疲労特性に優れた材質であることが好ましく、例えばポリウレタンなどにより構成される。バルーン部22の外径および長さは、心機能の補助効果に大きく影響するバルーン部22の内容積と、動脈血管の内径などに応じて決定される。バルーン部22の内容積は、特に限定されないが、30~50ccであり、バルーン部22の外径は、14~16mmが好ましく、長さは、210~270mmが好ましい。

【0017】このバルーン部22の先端部には、血液連通孔23が形成してある先端チップ部25が熱融着ないしは接着などの手段で取り付けられている。この先端チップ部25の内周側には、内管30の先端部が熱融着ないしは接着などの手段で取り付けられている。

【0018】バルーン部22の後端部には、金属製の接続チューブ27の外周側で、カテーテル管24の先端部が連結してある。このカテーテル管24の内部に形成された流体圧導通路29を通じて、バルーン部22内に、流体圧が導入または導出され、バルーン部22が膨張ないし収縮するようになっている。バルーン部22とカテーテル管24との連結は、熱融着あるいは紫外線硬化樹脂などの接着剤による接着により行われる。

【0019】内管30は、バルーン部22およびカテーテル管24の内部を軸方向に延在し、後述する分岐部42の血圧測定口44に連通するようになっており、その内部には、バルーン部22の内部およびカテーテル管24内に形成された流体圧導通路29とは連通しない血液導通路31が形成してある。バルーン部22内に位置する内管30は、バルーンカテーテル20を動脈内に挿入

する際に、収縮したバルーン部 22 が巻かれてバルーン部 22 が都合良く動脈内に差し込まれる際のガイドワイヤー挿通管腔としても用いられる。

【0020】カテーテル管 24 は、特に限定されないが、ポリウレタン、ポリ塩化ビニル、ポリエチレンテレフタレート、ポリアミド等で構成される。カテーテル管 24 の内径および肉厚は、特に限定されないが、内径は、好ましくは、1.5~4.0mm であり、肉厚は、好ましくは、0.05~0.4mm である。また、内管 30 は、特に限定されないが、硬質チューブ、金属スプリング補強チューブ、ステンレス細管等で構成される。内管 30 の内径および肉厚は、特に限定されないが、内径は、好ましくは、0.1~1.0mm であり、肉厚は、好ましくは、0.05~0.4mm である。

【0021】カテーテル管 24 の後端部には、患者の体外に設置される分岐部 42 が連結してある。分岐部 42 は、カテーテル管 24 と別体に成形され、熱融着あるいは接着などの手段で固着される。分岐部 42 には、カテーテル管 24 内の流体圧導通路 29 およびバルーン部 22 内に圧力流体を導入または導出するための圧力流体導入口 46 が形成される第 1 通路 47 と、内管 30 内に連通する血圧測定口 44 が形成される第 2 通路 45 とが形成してある。

【0022】圧力流体導入口 46 は、たとえば図 7 に示すポンプ装置 10 に接続され、このポンプ装置 10 により、流体圧がバルーン部 22 内に導入または導出されるようになっている。導入される流体としては、特に限定されないが、ポンプ装置 10 の駆動に応じて素早くバルーン部が膨張または収縮するように、粘性の小さいヘリウムガスなどが用いられる。また、ポンプ装置 10 としては、特に限定されず、例えば特公平 2-39265 号公報に示すような装置が用いられる。

【0023】血圧測定口 44 は、例えば血圧測定装置に接続され、バルーン部 22 先端の血液連通孔 23 から取り入れた動脈内の血液の血圧の変動を測定可能になっている。この血圧測定装置で測定した血圧の変動に基づき、心臓の拍動に応じて図 7 に示すポンプ装置 10 を制御し、バルーン部 22 を膨張または収縮させるようになっている。

【0024】本実施例の分岐部 42 では、図 1, 2 に示すように、圧力流体導入口 46 が形成された第 1 通路 47 をカテーテル管 24 の軸心方向に沿ってストレート状に配置し、血圧測定口 44 が形成される第 2 通路 45 を、第 1 通路 47 の軸心に対して所定の傾きを以て配置するように構成してある。

【0025】しかも本実施例の分岐部 42 では、第 2 通路 45 内に、内管 30 の端部を保持し、この内管 30 を、カテーテル管 24 の内壁に接するように偏心させて配置させるための第 1 内管端部保持具 48 と第 2 内管端部保持具 50 とが装着してある。

【0026】第 1 内管端部保持具 48 は、図 4, 5 に示すように、保持具本体 52 と、この保持具本体 52 に対して軸方向に突出する一対の爪部 54, 56 とを有する。保持具本体 52 には、内管 30 の端部が緩く挿通する遊挿孔 58 と、内管 30 の外周を本体 52 に接着するための接着挿入孔 59 とが形成してある。爪部 54, 56 は、これらの間に、内管 30 の端部を挟み込むように構成され、その基端部側では、図 5 (B) に示すように、略半円形状を有するが、その先端側では、同図 (C) に示すように、内管 30 の両側を挟み込むように、突起部 54a, 56a が形成された形状を有している。

【0027】一方の下方側爪部 56 は、他方の上方側爪部 54 よりも長く構成され、図 1, 2 に示すように、この第 1 内管端部保持具 48 が分岐部 42 の第 2 通路 45 内に挿入された状態で、爪部 54, 56 の先端により、第 1 通路 47 が極力狭められないように構成してある。

【0028】これら爪部 54, 56 により、内管 30 の端部をフレキシブルに保持することができる。しかも、これら爪部 54, 56 は、図 3 (A) に示すように、内管 30 の端部を弾力的に保持し、内管 30 が、図 3 (B) に示すように、カテーテル管 24 内で、カテーテル管 24 の内壁に接するように偏心させて配置させるような形状になっている。

【0029】第 1 内管端部保持具 48 の後端側の第 2 通路 45 内には、第 2 内管端部保持具 50 が装着される。この第 2 内管端部保持具 50 には、図 6 に示すように、内管 30 の端部がフレキシブルに挿入される端部固定孔 60 と、内管 30 内に連通される血圧測定口 44 とが形成してある。この第 2 内管端部保持具 50 は、その外周に形成された係止用突起 62 により、分岐部 42 に係止される。

【0030】内管 30 の端部を、第 1, 第 2 内管端部保持具 48, 50 で分岐部 42 の第 2 通路 45 内に固定するには、まず、内管 30 の端部を、分岐部 42 の第 2 通路 45 を通し、その通路 45 から分岐部 42 外部に引き出す。次に、第 2 通路 45 内に、第 1 内管端部保持具 48 を挿入し、爪部 54, 56 間で内管 30 の端部を弾性保持する。そして、内管 30 の端部を引っ張り、内管 30 が、図 3 (B) に示すように、カテーテル管 24 の内壁に接するように、偏心させるように配置する。その後、内管 30 の端部を適当な長さに切断し、内管 30 の端部を第 1 内管端部保持具 48 に対して接着する。その後、第 2 内管端部保持具 50 を第 1 通路 45 内に挿入し、内管 30 の端部を、保持具 50 の端部固定孔 60 に固定する。

【0031】この実施例のバルーンカテーテル 40 では、分岐部 42 に形成される圧力流体導入口 46 に連通する第 1 通路 47 をカテーテル管 24 の軸心方向に沿ってストレート状に配置したので、血圧測定口をカテー

テル管の軸心方向に沿ってストレート状に配置した従来例に比較し、圧力流体の流路抵抗で、2%の改善、応答性の観点からは、さらに4%の改善ができる。

【0032】また、本実施例では、分岐部42の第2通路45に、第1内管端部保持具48が装着してあるので、内管30がカテーテル管24の内壁に接するように偏心して配置される。その結果、カテーテル管24内に形成された流体圧導通路29の流路抵抗が、従来に比較し、4%低減でき、応答性の観点からは、8%低減することができる。従来では、カテーテル管24が血管に沿って蛇行する際に、カテーテル管24内で内管30が相対的に蛇行し、流体圧導通路29の流路抵抗を増大させていたが、本実施例では、内管30がカテーテル管24の内壁に接するように偏心して配置されることから、流体圧導通路29の流路抵抗が低減する。

【0033】次に、本発明を、さらに具体的な実施例について説明する。

#### 実施例 1

図1に示す内管30として、外径が1.4mmであり、肉厚が200 $\mu$ mであるナイロン製細管を用い、バルーン部22を構成する薄膜としては、膜厚が0.1mmの

ポリウレタン膜を用い、膨張時バルーン部の外径が15mmであり、バルーン部の内容積が30ccであり、その軸方向長さが230mmであった。また、カテーテル管24としては、長さ550mmのポリウレタン製のチューブを用い、その外径は3.0mm、肉厚が250 $\mu$ mであった。

【0034】分岐部42としては、図1～6に示す第1内管端部保持具48および第2内管端部保持具50を有する分岐部42を用いた。カテーテル管24内では、全長にわたり、内管30が、カテーテル管24の内壁に接するように偏心するように配置されることが確認された。

【0035】このバルーンカテーテルを、内径60mm、長さ350mmであるアクリル製疑似血管内に通し、カテーテル管の流体圧導通路の流路抵抗（圧力損失）および応答性（最大拍動数）を調べた。結果を表1に示す。なお、表1中、最大拍動数とは、バルーンが完全に開閉する最大の拍動数を示し、この値が大きい程、応答性が良い。

【0036】

【表1】

	圧力損失 (バルーン膨張時)	圧力損失 (バルーン収縮時)	最大拍動数 (拍/分)
実施例 1	141 mmHg	129 mmHg	110
実施例 2	146 mmHg	132 mmHg	106
比較例 1	150 mmHg	135 mmHg	102

#### 【0037】実施例 2

第1内管端部保持具48および第2内管端部保持具50を有さず、内管30がカテーテル管24の内部で偏心しない以外は、実施例1と同様なバルーンカテーテルを準備した。このバルーンカテーテルを用いて実施例1と同様に圧力損失および最大拍動数を求めた。結果を表1に示す。

#### 【0038】比較例 1

図8に示す分岐部を有し、偏心していない内管を有する以外は、実施例1と同様なバルーンカテーテルを準備した。この従来のバルーンカテーテルを用いて実施例1と同様に圧力損失および最大拍動数を求めた。結果を表1に示す。

#### 【0039】評価

表1に示すように、比較例1に対し、実施例1、2のバ

ルーンカテーテルは、圧力損失が少なくなり、最大拍動数が多くなり、応答性が改善された。

【0040】なお、本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の範囲内で種々に改変することができる。たとえば、本発明では、内管30の用途は、血圧測定のみに限定されず、その他の用途に用いるようにしても良い。また、上記実施例では、第1内管端部保持具48と第2内管端部保持具50とは、別体に成形したが、これらを一体に成形することも可能である。また、分岐部42、第1内管端部保持具48および第2内管端部保持具50の具体形状および構造は、本発明の範囲内での種々に改変することができる。

#### 【0041】

【発明の効果】以上説明してきたように、本発明によれば、分岐部に形成される圧力流体導出入口に連通する第

1 通路をカテーテル管の軸心方向に沿ってストレート状に配置したので、血圧測定口をカテーテル管の軸心方向に沿ってストレート状に配置した従来例に比較し、圧力流体の流路抵抗で、2%の改善、応答性の観点からは、4%の改善が期待できる。特に、分岐部の血圧測定口が形成された第2通路に、内管をカテーテル管の内壁に接するように偏心させて配置させるための内管端部保持具を装着すれば、内管がカテーテル管内で径方向に自由に移動する従来例に比較し、圧力流体の流路抵抗で、4%の改善、応答性の観点からは、8%の改善が期待できる。内管をカテーテル管の内壁に接するように偏心させて配置させた方が、カテーテル管内部の流体圧導通路の流路抵抗が減少するからである。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】図1は本発明の一実施例に係るバルーンカテーテルの要部概略断面図である。

【図2】図2は図1に示す分岐部の拡大断面図である。

【図3】図3(A)、(B)はそれぞれ図2に示すiiiA-iiiA線およびiiiB-iiiB線に沿う断面図である。

【図4】図4は図2に示す第1内管端部保持具の側面図である。

【図5】図5(A)、(B)、(C)はそれぞれ図4に示すVA-VA線、VB-VB線、VC-VC線に沿う断面図である。

【図6】図6は図2に示す第2内管端部保持具の断面図である。

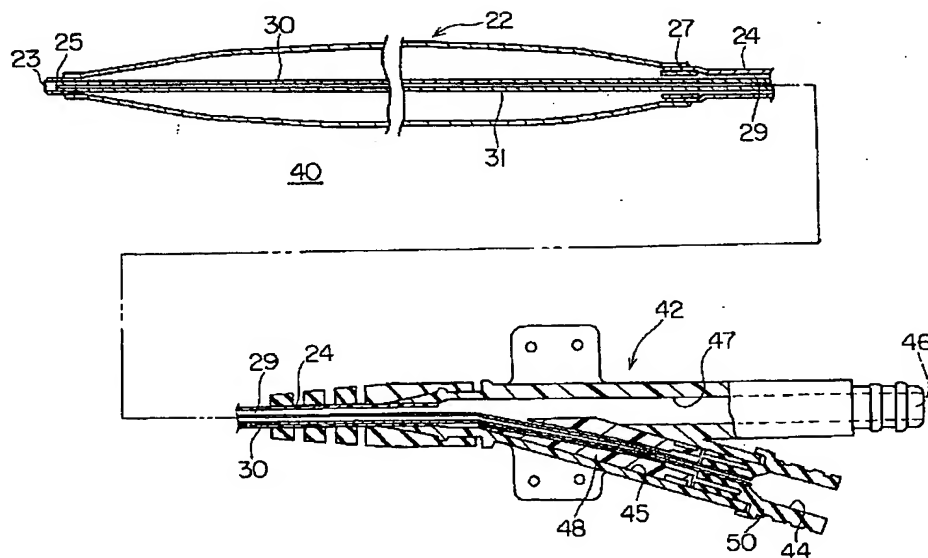
【図7】図7はバルーンカテーテルの使用状態を示す概略図である。

【図8】図8は従来例に係るバルーンカテーテルの要部概略断面図である。

#### 【符号の説明】

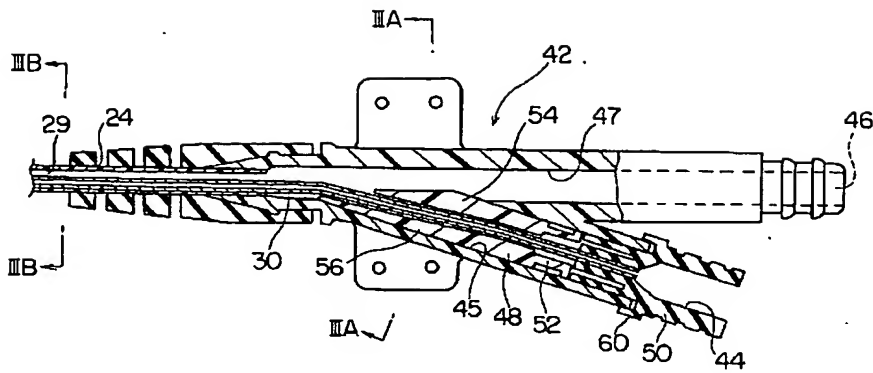
- 20、40… バルーンカテーテル
- 22… バルーン部
- 23… 血液導入口
- 24… カテーテル管
- 25… 先端チップ部
- 26、42… 分岐部
- 28、46… 圧力流体導入口
- 29… 流体圧導通路
- 30… 内管
- 31… 血液導通路
- 32、44… 血圧測定口
- 45… 第2通路
- 47… 第1通路
- 48… 第1内管端部保持具
- 50… 第2内管端部保持具
- 54、56… 爪部

【図1】

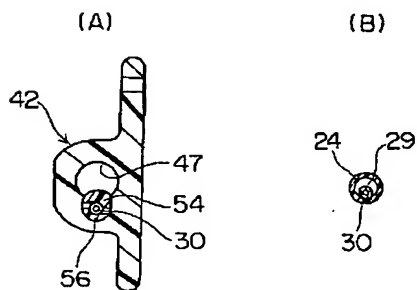




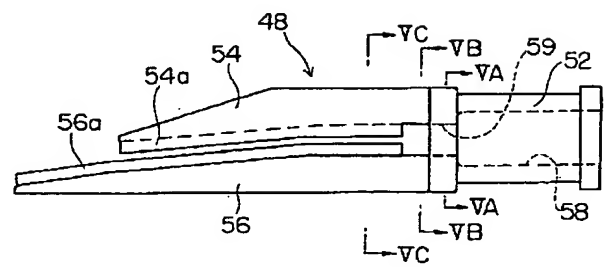
【図2】



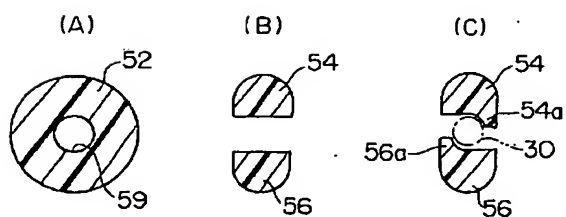
【図3】



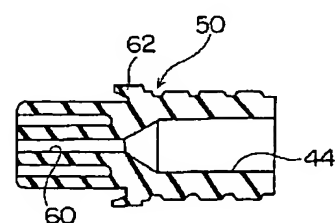
【図4】



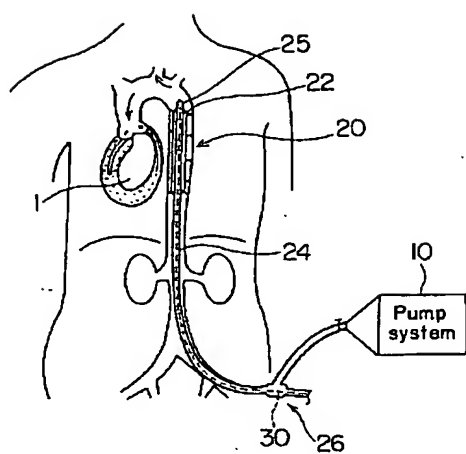
【図5】



【図6】



【図 7】



【図 8】

